

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭61-155846

⑬ Int. Cl.

⑭ 特 別 記 号

⑮ 庁内整理番号

⑯ 公開 昭和61年(1986)7月15日

G 01 N 24/02
A 61 B 10/00

7621-2G
7033-4C

審査請求 未請求 発明の数 1 (全5頁)

⑰ 発明の名称 磁気共鳴イメージング装置

⑱ 特 願 昭59-274617

⑲ 出 願 昭59(1984)12月28日

⑳ 発 明 者 日 野 正 章 大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内

㉑ 出 願 人 株 式 会 社 東 芝 川崎市幸区堀川町72番地

㉒ 代 理 人 弁 理 士 鈴 江 武 彦 外2名

明 細 書

1. 発明の名称

磁気共鳴イメージング装置

2. 特許請求の範囲

(1) 一磁石装置中に被検体を配置すると共に
励磁磁場を発生し且つ励磁磁場を印加して上
記被検体の予定断面部分に磁気共鳴現象を生じ
せしめ、該励磁された磁気共鳴信号を検出する磁気
共鳴イメージング装置本体部と、この本体部に制
御信号を与えと共に上記検出されたMR信号に
基づき上記被検体の上記予定断面の投影画像を算
出する画像処理部を備えることにより、上記被検体の新
断面における磁場の特定のスピンの密度分布、
及び磁場密度分布の少なくとも一方の反映され
た画像処理部を生成する制御・信号処理部とを有し、
上記本体部と上記制御・信号処理部との間の信号
伝達を光伝送系を用いて行なうことを特徴とする
磁気共鳴イメージング装置。

(2) 光伝送系は、伝送すべき信号の平行
／シリアル変換又はシリアル／平行変換を上

記本体部の送受モードに対応して起動・停止する
手段を具備したことを特徴とする特許請求の範囲
第(1)項記載の磁気共鳴イメージング装置。

3. 発明の詳細な説明

(発明の技術分野)

本発明は、磁気共鳴現象(以下MR現象と呼ぶ
る)を利用して被検体の新断面画像を得る磁気
共鳴イメージング装置(以下MRI装置と呼ぶ
る)に係り、特に、本体部と制御・信号処理部と
の間の信号伝送系を改良することにより計測精度
の向上を図るようにしたMRI装置に関する。

(発明の技術的課題とその解決策)

MRI装置は、コイル部、送受信部を備えた装
置及び被検体を配置する被検部からなる本体部と、
この本体部に各検出信号を与えと共に検出さ
れたMR信号に基づき被検体の新断面の画像処理を
生成する制御・信号処理部等とから構成されて
いる。

上記コイル部は、静磁場発生コイル、検出磁場
発生コイル等からなり、このコイル部は送受信部

をなすアローフヘッド 21 には被検体を囲むように
磁台 22 に夫々設けられている。そして、静磁場発生
コイルにより発生された一様静磁場中に、磁台部
を移動して被検体を配置し、検出磁場発生コイル
により発生させた検出磁場検出を上記一様静磁場
に重畳し、且つアローフヘッドにより動磁場検出
を印加して、上記被検体の予定断面部分に磁
気共振現象を生じせしめ、検出された MR 信号を
アローフヘッドにより検出するようにしている。

この検出された MR 信号は、制御・信号処理部
に取込まれ、この MR 信号に基づき上記被検体の予
定断面面の投影画像を得て画像再構成を施すこと
により、上記被検体の断面面における磁束密度の
原子核のスピン密度分布、及び緩和時間分布の
少なくとも一方の反映された画像画像を生成する
ようにしている。また、この制御・信号処理部で
は、上記本部との間でコイル駆動制御、磁台移動
制御等の各種制御信号を授受すると共に、アロー
フヘッドの送受信信号、監視カメラからの信号等
も授受するようにしている。

(発明の概要)

かかる目的を達成するために本発明による MR
I 装置では、一様静磁場中に被検体を配置すると
共に検出磁場を重畳し且つ動磁場検出を印加し
て上記被検体の予定断面部分に磁気共振現象を
生じせしめ、検出された磁気共振信号を検出する
磁気共振イメージング装置本体部と、この本体部
に制御信号を与えると共に上記検出された MR 信
号に基づき上記被検体の上記予定断面面の投影画像
を得て画像再構成を施すことにより、上記被検体
の断面面における磁束密度の原子核のスピン密度
分布、及び緩和時間分布の少なくとも一方の反
映された画像画像を生成する制御・信号処理部と
を有し、上記本体部と上記制御・信号処理部との
間の信号授受を光伝送系を用いて行なうことを特
徴とする。

(発明の実施例)

以下本発明による MR I 装置を第 1 図に示す一
実施例に従い説明する。

第 1 図において、1 はコイル部、送受信部を備

(図 1 参照)

上記 MR I 装置において、アローフヘッドによ
り検出される MR 信号は検出であり、且つ検出で
ある。そして、この MR 信号の検出精度が最終的
に得られる画像の精度を決定する。

従って、上記 MR 信号がノイズに対して影響を
受けないように、本体部が設置される部屋には高
減シールドを施したり、また、上記制御信号、監
視カメラからの信号も含めアローフヘッドの送受
信信号の信号伝送系を同軸ケーブルにより構成し、
伝送中における電磁誘導雑音を低減するようにし
ていた。しかし、同軸ケーブルによる信号伝送
系では、電磁誘導雑音を低減できる程度に低減す
ることは不可能であり、その改善が望まれていた。
(発明の目的)

本発明は上記事情に基いてなされたもので、そ
の目的とするところは、本体部と制御・信号処理
部との間の信号伝送系を改定することにより計測
精度の向上を可能とした MR I 装置を提供するこ
とにある。

また磁台及び被検体を収容する磁台部からなる本
体部である。

2 はこの本体部 1 に各種制御信号を与えると共に
検出された MR 信号に基づき被検体の断面面の画
像画像を生成する制御・信号処理部 (コンピュ
ータシステム) である。

3 は本体部インターフェイス 3A と、制御・信
号処理部インターフェイス (I/F) 3B と、こ
れら両インターフェイス 3A、3B により生成さ
れた光出力を伝送する光ファイバケーブル 3C と
からなる光伝送系である。

本体部 1 のコイル部は、静磁場発生コイル、検
出磁場発生コイル等からなり、このコイル部は送
受信をなすアローフヘッドと共に被検体を囲む
ように磁台 22 に夫々設けられている。そして、静
磁場発生コイルにより発生された一様静磁場中に、
磁台部を移動して被検体を配置し、検出磁場発生
コイルにより発生させた検出磁場検出を上記一様
静磁場に重畳し、且つアローフヘッドにより動磁
場検出を印加して、上記被検体の予定断面部分

に短気共鳴現象を生じ、上記されたMR信号をフローヘッドにより検出するようにしている。

制御・信号処理部(コンピュータシステム)2では、本体部1より検出されたMR信号を光伝送系3を介して取込み、このMR信号に基づき上記被検体の予定断面の投影情報を得て画像再構成を施すことにより、上記被検体の断面面における或る特定の原子核のスピン密度分布、及び種別特定成分の少なくとも一万の反映された画像情報を生成するようにしている。また、この制御・信号処理部(コンピュータシステム)2では、本体部1との間でコイル駆動制御、複合駆動制御等の各種制御信号を光伝送系3を介して授受すると共に、フローヘッドの送受信信号、監視カメラからの信号等も授受するようにしている。

光伝送系3の制御・信号処理部インターフェイス(1/F)3Bでは、各種制御信号、フローヘッドの送受信信号、監視カメラからの信号等を、光信号に変換(E/O変換)すると共に伝送効率

の向上を図るためにパラレルデータをシリアルデータに変換している。

この制御・信号処理部インターフェイス(1/F)3Bで生成された上記シリアルデータは、光ファイバケーブル3C1にて本体部インターフェイス3Aに光伝送される。また、制御・信号処理部インターフェイス(1/F)3Bでは、パラレル/シリアル変換に用いた制御クロック信号も光信号に変換(E/O変換)すると共に伝送効率の向上を図るためにパラレルデータをシリアルデータに変換し、光ファイバケーブル3C2にて本体部インターフェイス3Aに光伝送される。

本体部インターフェイス3Aは、光ファイバケーブル3C1からの光信号のシリアルデータを電気信号のシリアルデータに変換するO/E変換回路(O/E-C)3A1、このO/E変換回路(O/E-C)3A1からの電気信号のシリアルデータをパラレルデータに変換するパラレル/シリアル変換回路(S/P-C)3A2、このパラレル/シリアル変換回路(S/P-C)3A2に

変換制御信号を与えるコントローラ3A3、パラレル/シリアル変換回路(S/P-C)3A2及びコントローラ3A3に制御クロック信号を与える共振回路(O.S.C)3A4から構成されている。

ここで、共振回路(O.S.C)3A4は例えば第2図のように構成されている。第2図に示す共振回路は、ナンド素子G1、G2、抵抗R、水晶振動子CR、コンデンサC1、C2が図示の如く接続されて構成され、入力信号INにより水晶振動子CRからの出力信号OUTを制御可能とし、共振回路の共振出力を、外部から与えられる信号、即ち、制御・信号処理部インターフェイス(1/F)3Bからの制御クロック信号より、所望の時に起動・停止可能としている。

尚、共振回路(O.S.C)3A4は光信号の制御クロック信号を電気信号にする^てシリアルデータをパラレルデータに変換する機能を有しており、第2図の入力信号INとしては、電気信号の上記制御クロック信号が与えられるものである。

コントローラ3A3では、ROM(Read Only Memory)等を用いたマイクロ・シーケンスにより、共振回路(O.S.C)3A4の出力を受けると同時に上記マイクロ・シーケンスを起動して、データ形式を管理するようにしている。

第3図はコントローラ3A3による3ビットのシリアルデータ伝送の一例を示すものである。即ち、第3図(a)に示すクロックコントロール信号により、第3図(b)のクロック信号は共振する。このクロック信号によりマイクロ・シーケンスが起動し、各図の制御を行なう。この第3図ではクロック信号が既に共振状態であるのでデータは入力されパラレルデータに変換される。

この際、第3図(c)(d)に示すようにL₀レベルのスタートビットSの検出によりコントローラ3A4に変換のタイミングを放出し、第3図(d)に示すようにL₀レベルのスタートビットSに就いて3ビットのデータ01、02、03を伝送するようにしている。このような手順が経過することにより、クロックを任意に停止・共振さ

せても安定にデータ伝送が可能となる。

次に上記のごとく構成された本発明例の作用について説明する。

即ち、本体部1と制御・信号処理部(コンピュータシステム)2との間の信号伝送を光伝送系3で行なっているため、信号伝送に伴って雑音を出したり、受けたりすることがない。また、データのシリアル/パラレル変換、パラレル/シリアル変換におけるクロックを任意に停止・発振させても安定したデータ伝送が可能であるため、MR信号の収束中、本体部1の磁気駆動中等に依りてデータ伝送の起動・停止が可能となり、データ伝送の効率化が図られると共に制御クロックによる雑音の影響も低減できる状態に低減される。

従って、アプローヘッドにより検出された磁気、且つ磁気であるMR信号は雑音を受けることなく制御・信号処理部(コンピュータシステム)2に伝送され、この高精度のMR信号により最終的に得られる情報を高精度化することができる。また、この低雑音化の実現により、従来、同軸ケーブル

を用いて上記に於ける電磁シールド等が省略でき、コスト低減が可能となる。

また、光伝送系3により本体部1と制御・信号処理部(コンピュータシステム)2とを接続しているため、本体部1と制御・信号処理部(コンピュータシステム)2とは完全に絶縁化が図られることになる。従って、本体部1と制御・信号処理部(コンピュータシステム)2とは完全に分離した接続が可能となり、装置の安定動作が期待できる。

さらに、光伝送系3を用いていることから、長距離伝送が可能となり、本体部1と制御・信号処理部(コンピュータシステム)2との距離制限は緩和され、装置の設置条件を拡張することができる。

また、検出されるMR信号は、5000ガウスの場合、約26.6MHzとであるため、発光素子としてはLEDを用いることができ、受光素子としてはSi PIN PDを用いることができ、経済的である。

本発明は上記図示し且つ記載した実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施できるものである。

(発明の効果)

以上述べたように本発明によれば、一磁気磁場中に被検体を配置すると共に検出磁場を生成し且つ励起磁場を印加して上記被検体の予定断面部分に磁気共鳴現象を生じせしめ、発起された磁気共鳴信号を検出する磁気共鳴イメージング装置本体部と、この本体部に制御信号を送入すると共に上記検出されたMR信号に基づき上記被検体の上記予定断面図の投影画像を得て画像再構成を施すことにより、上記被検体の断面図における或る特定の原子核のスピン密度分布、及び緩和時間分布の少なくとも一方の反映された画像情報を生成する制御・信号処理部とを有し、上記本体部と上記制御・信号処理部との間の信号伝送を光伝送系を用いて行なうようにしたので、計測精度が向上したMRI装置が提供できる。

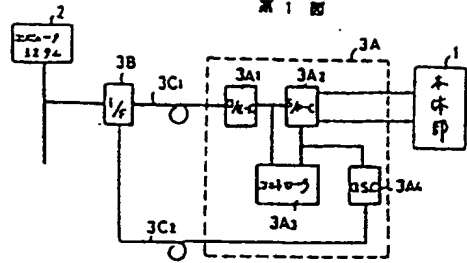
4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明にかかるMRI装置の一実施例を示すブロック図、第2図は図1の実例における検出磁場の詳細な図解図、第3図は図1の実例におけるデータ伝送の一例を説明するためのタイミング図である。

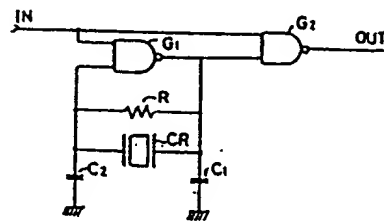
1 --- 本体部、2 --- 制御・信号処理部(コンピュータシステム)、3 --- 光伝送系、3A --- 本体部インターフェイス、3B --- 制御・信号処理部インターフェイス(I/F)、3C1、3C2 --- 光ファイバケーブル、3A1 --- O/E変換回路(O/E-C)、3A2 --- パラレル/シリアル変換回路(S/P-C)、3A3 --- コントローラ、3A4 --- 発振回路(O.S.C)。

出願人代理人 弁理士 林 氏 氏

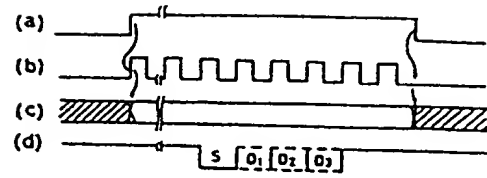
第 1 図



第 2 図



第 3 図



Title of the Invention

Magnetic Resonance Imaging Apparatus

Claims

(1) A magnetic resonance imaging apparatus which comprises:

a magnetic resonance imaging apparatus main part which functions to place an object within a uniform static magnetic field while superimposing an inclined magnetic field, to apply an exciting rotational magnetic field to the object thereby to cause the magnetic resonance phenomenon at a predetermined sectional plane of said object, and to detect the induced magnetic resonance (MR) signal; and

a control-signal processing part which supplies a control signal to said main part, obtaining projection information on said predetermined sectional plane of said object on the basis of said MR signal, and applying the re-composition process on the obtained projection information so as to obtain image information reflecting at least either one of the spin density distribution and the relaxation time constant of specific atomic nuclei at a sectional plane of said object, and which apparatus is characterized in that:

the signal transfer between said main part and said control-signal processing part is performed by means of an optical transmission system.

(2) A magnetic resonance imaging apparatus according to claim 1, in which said optical transmission system including:

means for starting and stopping the conversion of signals to be transmitted from parallel to serial or from serial to parallel in accordance with operating mode of said main part.

Detailed Description of the Invention

Field of the Invention

The present invention relates to a magnetic resonance imaging (MRI) apparatus which obtains cross-sectional image information of an

object by magnetic resonance phenomenon (MR phenomenon), and especially to an MRI apparatus which has high accuracy in measuring because of an improvement of a signal transmission system between a main part and a control-signal processing part.

Description of the Background Technology and Problems Therein

An MRI apparatus is comprised of a main part which consists of a coil part, a frame mounting a transmission part and a base to carry thereon an object, and a control-signal processing part which supplies various control signals to the main part and generates image information of cross-sectional plane of the object on the basis of detected MR signals.

The coil part consists of a static magnetic field generating coil and an inclined magnetic field generating coil, etc. This coil part is mounted on the frame with a probe head in such a manner as to surrounding the object. The probe head constitutes a part of the transmission part.

In a uniform and static magnetic field generated by the static magnetic field generating coil, the object is loaded by driving the base. The inclined magnetic field generated by the inclined magnetic field generating coil is superimposed on the uniform and static magnetic field and an exciting rotational magnetic field by the probe head is applied thereto. The magnetic resonance phenomenon is given rise to by these magnetic fields at a predetermined sectional plane of the object. The induced magnetic resonance (MR) signals are detected by the probe head.

The control-signal processing part receives the detected MR signals, produces information about the projection on the predetermined sectional plane of the object on the basis of the detected MR signals and applies the re-composition process thereto. As a consequence, the control-signal processing part produces image information reflecting at least either one of the spin density distribution and the relaxation time constant of specific atomic nuclei at a sectional plane of the object. The control-signal processing part transmits and receives various control

signals, such as a control signal for energizing the coils and a drive signal for the base, as well as signals transmitted or received by the probe head and a signal issued from a monitor camera.

Problem of Background Technology

In the above-mentioned MRI apparatus, the MR signals detected from the probe head are too low in intensity and delicate. Accuracy in the detecting the MR signals decides accuracy of the final information.

In order to protect the detected MR signals from noises, a room installed with the main part was shielded against electromagnetic waves and otherwise the signal transmission system transmitting the various control signals and the signals from the monitor camera and the probe head was constituted by a coaxial cable, thereby to reduce the noises caused by the electromagnetic induction occurring within the transmission. However, it was impossible to reduce the noises caused by electromagnetic induction to a negligible extent and therefore an improvement has been desired.

Object of the invention

It is an object of the invention to provide an MRI system which has a high measuring accuracy because of an improvement in a transmission system between a main part and a control-signal processing part.

Summary of the invention

A MRI apparatus according to the present invention comprises a magnetic resonance imaging apparatus main part which functions to place an object within a uniform static magnetic field while superimposing an inclined magnetic field, to apply an exciting rotational magnetic field to the object thereby to cause the magnetic resonance phenomenon at a predetermined sectional plane of the object, and to detect the induced magnetic resonance (MR) signal, and a control-signal processing part

which supplies a control signal to the main part, obtaining projection information on the predetermined sectional plane of the object on the basis of the MR signal, and applying the re-composition process on the obtained projection information so as to obtain image information reflecting at least either one of the spin density distribution and the relaxation time constant of specific atomic nuclei at a sectional plane of the object, which

apparatus is characterized in that the signal transfer between the main part and the control-signal processing part is performed by means of an optical transmission system.

Embodiment of Invention

In the followings, an MRI apparatus according to the present invention will be explained in accordance with an embodiment shown in Fig. 1.

In Fig. 1, a reference numeral 1 designates a main part consisting of a coil part, a frame mounting thereon a transmitting part and a base to carry an object.

A reference numeral 2 designates a control-signal processing part (computer system) which supplies various control signals to the main part 1 and generates image information on the predetermined sectional plane of the object on the basis of the detected MR signal.

A reference numeral 3 designates an optical transmission system consisting of an interface 3A of the main part, an interface(I/F) 3B of the control-signal processing part and optical fiber cables 3C which transmit the optical signals generated from these two interfaces 3A and 3B.

The coil part of the main part 1 consists of a coil generating a uniform static magnetic field and a coil generating an inclined magnetic field, and these two coils are mounted on the frame together with a probe head in such a manner which surround the object. The object is placed within the uniform static magnetic field generated by the uniform static

magnetic field coil, by driving the base, while the magnetic field generated from the inclined magnetic field coil is superimposed on the uniform static magnetic field, and an exciting rotational magnetic field is applied thereto, thereby to cause the magnetic resonance phenomenon to appear by these magnetic fields at a predetermined sectional plane of the object, whereby the induced magnetic resonance (MR) signals is detected by the probe head.

The control-signal processing part 2 (computer system) receives the detected MR signals from the main part 1 through the optical transmission system 3 and obtains projection information on a predetermined sectional plane of the object, while applying thereto the re-composition process. In the above manner, the control-signal processing part 2 generates image information reflecting at least either one of the spin density distribution and the relaxation time constant of specific atomic nuclei at a sectional plane of the object. The control-signal processing part 2 (computer system) transmits and receives through the optical transmission system 3 the various signals such a coil energization control signal and the base control signal and so on, and transmits and receives the signals of the probe head and receives a signal from a monitor camera, etc.

The interface (I/F) 3B of the control-signal processing part in the optical transmission system 3 converts (E/O conversion) the various control signals, the transmit/receive signals of the probe head and the signals of the monitor camera to optical signals. This interface (I/F) 3B converts parallel data to serial data in order to enhance the transmission efficient.

The serial data generated in the interface (I/F) 3B of the control-signal processing part is optically transmitted to the main part interface 3A through the optical fiber 3C1. In the interface (I/F) 3B of the control-signal processing part, the control clock signals using parallel/serial conversion is converted (E/O conversion) to the optical signals, and in order to enhance

the transmission efficient parallel data is converted to serial data and is optically transmitted to the main part interface 3A through the optical fiber cable 3C2.

The main part interface 3A consists of an O/E conversion circuit (O/E-C) 3A1, a parallel/serial conversion circuit (S/P-C) 3A2, a controller 3A3 and an oscillator circuit (O.S.C) 3A4. The O/E conversion circuit (O/E-C) 3A1 converts optical serial data through the optical fiber cable 3C1 to electrical serial data. The parallel/serial conversion circuit (S/P-C) 3A2 converts the electrical serial data from the conversion circuit (O/E-C) 3A1 to parallel data. The controller 3A3 supplies conversion control signals to the parallel/serial conversion circuit (S/P-C) 3A2. The oscillator circuit (O.S.C) 3A4 supplies control clock signal to the parallel/serial conversion circuit (S/P-C) 3A2 and the controller 3A3.

An example of the oscillator circuit (O.S.C) 3A4 is shown in Fig. 2. The oscillator circuit in Fig. 2 consists of NAND gate G1, G2, a resistance R, a quartz-crystal oscillator CR, and condensers C1, C2. These elements are connected in such manners as shown. An input signal IN can control an output signal OUT from the quartz-crystal oscillator CR. It is possible to start or stop to output the signals from the oscillator circuit at a specific time by the control signal from the interface (I/F) 3B of the control-signal processing part.

The oscillator circuit (O.S.C) 3A4 has the function of converting the optical control clock signal to the electric signal and of converting the serial data to the parallel data. In Fig. 2, the above electric control clock signals are supplied as the input signal IN.

A micro sequence using ROM (read only memory) and so on in the controller 3A3 starts at the same time the controller 3A3 receives the output of the oscillator circuit (O.S.C) 3A4, and the data format is managed.

Fig. 3 shows an example of serial data transmission of 3 bits data by means of the controller 3A3. The clock signal in Fig. 3(b) is oscillated by

the clock control signal in Fig. 3(a). The micro sequence starts when it receives the clock signal, thereby to control the respective circuits. In the Fig. 3, data is received and converted, because the clock signal has already started oscillation.

At this time, the controller 3A4 detects a conversion timing by the detection of low level start bit S in Fig. 3(c) and (d). The controller 3A4 transmits 3 bits data D1, D2, D3 following the low level start bit S in Fig. 3(d). Through these steps, it becomes possible to stably transmit the data even when the clock is started or stopped at any given time.

The function of the embodiment as constructed in such manner mentioned above will be explained in the followings.

Since the optical transmission system 3 transmits and receives the signals between the main part 1 and the control-signal processing part 2, thereby to avoid noises within the transmission. It is possible to stably transmit even when the clock signal is started or stopped in serial/serial conversion or parallel/serial conversion at any given time. In measuring the MR signals, it is therefore possible to start or stop the data transmission in accordance with the operating status such as the operation of driving the base of main part 1. The efficiencies of data transmission is enhanced and the noise caused by the control clock is lowered to a negligible extent.

Therefore, the low and delicate MR signals detected by the probe head is not affected by noises, and is transmitted to the control-signal processing part 2, and the final information with high accuracy can be obtained by the MR signal with high accuracy. By realization of the noise reduction, the electromagnetic shields for transmission by means of the coaxial cable can be omitted, thereby to reduce the cost of the apparatus.

Because of the connection between the main part 1 and the control-signal processing part (computer system) 2 using the optical transmission system 3, it is possible to perform a complete electrical insulation between the main part 1 and the control-signal processing part 2

(computer system). The main part 1 and the control-signal processing part 2 (computer system) can be grounded completely, and the stable operation of the apparatus is expected.

It is possible to transmit over the long distance, the limit of distance between the main part 1 and the control-signal processing part 2 (computer system) can be relaxed, and the installation condition of apparatus can be expanded.

When the intensity of the magnetic field is 5000 gauss, the frequency of detected MR signal is about 26.6MHz, and LED can be used as a light emitting element and Si PIN PD can be used as a photoreceiver, and therefore it is economical.

The invention is not limited within the embodiment described above, it is possible to modify and carry out within an range of the outline of the invention.

Effectiveness of the invention

In accordance with the present invention, a magnetic resonance imaging apparatus is provided which comprises a magnetic resonance imaging apparatus main part which functions to place an object within a uniform static magnetic field while superimposing an inclined magnetic field, to apply an exciting rotational magnetic field to the object thereby to cause the magnetic resonance phenomenon at a predetermined sectional plane of the object, and to detect the induced magnetic resonance (MR) signal and a control-signal processing part which supplies a control signal to the main part, obtaining projection information on the predetermined sectional plane of the object on the basis of the MR signal, and applying the re-composition process on the obtained projection information so as to obtain image information reflecting at least either one of the spin density distribution and the relaxation time constant of specific atomic nuclei at a sectional plane of the object, and which apparatus is characterized in that

the signal transfer between the main part and the control-signal processing part is performed by means of an optical transmission system. Thus an MRI apparatus is provided which is improved in its measurement accuracy.

Brief Explanation of the Drawings

Fig. 1 is a block diagram showing an embodiment of MRI system according to this invention.

Fig. 2 is a detailed circuit diagram showing an oscillatory circuit in the embodiment of Fig. 2.

Fig. 3 is a timing chart showing an example of the data transmission in the same embodiment.

- 1.....main system
- 2.....control-signal processing apparatus (computer system)
- 3.....optical transmission system
- 3A.....interface
- 3B.....control-signal processing interface
- 3C1,3C2.....optical fiber cable
- 3A1.....O/E converter circuit
- 3A2.....parallel/serial converter circuit
- 3A3.....controller
- 3A4.....oscillator circuit

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKewed/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.